

(19)日本国特許庁(JP)

(12)公開特許公報(A)

(11)特許出願公開番号

特開平5-269089

(43)公開日 平成5年(1993)10月19日

(51)Int.Cl. ⁵	識別記号	庁内整理番号	F I	技術表示箇所
A 6 1 B 5/022		8932-4C	A 6 1 B 5/ 02	3 3 5 A
		8932-4C		3 3 5 C

審査請求 未請求 請求項の数3(全7頁)

(21)出願番号 特願平4-93910

(22)出願日 平成4年(1992)3月20日

特許法第30条第1項適用申請有り 平成3年9月20日
日本高血圧学会発行の「日本高血圧学会誌高血圧V。
1. 14 No. 1」に発表

(71)出願人 000127570

株式会社エー・アンド・デイ
東京都豊島区東池袋3丁目23番14号

(72)発明者 石井 富男

神奈川県横浜市金沢区釜利谷町1917-44

(72)発明者 栃久保 修

神奈川県横浜市保土ヶ谷区瀬戸ヶ谷町243
-108

(72)発明者 弥永 秋彦

埼玉県北本市朝日1丁目243番地 株式会
社エー・アンド・デイ開発・技術センター
内

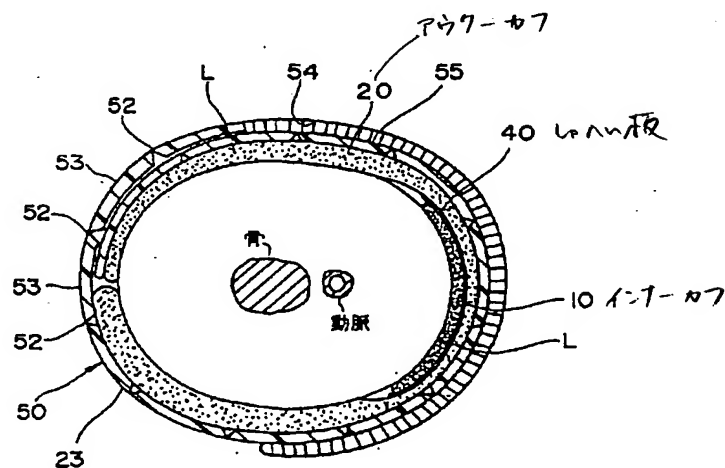
(74)代理人 弁理士 八木 秀人 (外1名)

(54)【発明の名称】 血圧計とそのカフ

(57)【要約】

【目的】 測定値が腕周長とカフ巾の影響を受けず正確な血圧測定可能な血圧計とそのカフの提供。

【構成】 全体が帯状で上腕に巻きつけられ、動脈流を阻血する血圧計のカフであって、動脈を圧迫する比較的小さなインナーカフ10と、インナーカフ10を略中央に配置し、腕に巻き付けられるアウターカフ20と、両カフ10、20内に個別に給排される低粘性の伝導液しと、インナーカフ10内に配置され、伝導液を介して伝播される脈波とカフ内圧の変化を重畳して検出する圧力センサー16と、圧力センサー16とアウターカフ20間に介在され、アウターカフ20を介したインナーカフ10への外乱となる振動の伝播を遮断する振動遮蔽板40と、を備えるようにした。



【特許請求の範囲】

【請求項1】 全体が帯状で上腕に巻きつけられ、動脈流を阻血する血圧計のカフであって、動脈を圧迫する比較的小さなインナーカフと、前記インナーカフを略中央に配置し、腕に巻き付けられるアウターカフと、前記両カフ内に個別に給排される低粘性の伝導液と、前記インナーカフ内に配置され、前記伝導液を介して伝播される脈波とカフ内圧の変化を重畳して検出する圧力センサーと、前記センサーとアウターカフ間に介在され、アウターカフを介したインナーカフへの脈波の伝播を遮断する振動遮蔽板と、を備えたことを特徴とするカフ。

【請求項2】 請求項1記載のカフと、インナーカフとアウターカフへの伝導液給排手段と、圧力センサーの出力信号を微分する微分回路と、前記微分回路の出力信号又は前記微分回路への入力信号をデジタル信号に変換するA/D変換器と、前記A/D変換器のデジタル出力信号又は微分回路のデジタル出力信号から血圧の拡張期（最低）血圧と収縮期（最大）血圧を決定する判定手段と、を備えたことを特徴とする血圧計。

【請求項3】 前記判定手段は、連続する動脈波形中において、隣接脈間に平坦部が生じた時の血圧を拡張期（最低）血圧とし、また動脈波形が零となった直前の血圧を収縮期（最大）血圧として判定することを特徴とする請求項2記載の血圧計。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【産業上の利用分野】 血圧測定には血管内の圧力を直接測定する観血式と、阻血状態にした血管の脈動の変化に基づいて測定する非観血式とがあり、本発明は非観血式の血圧計及びそのカフに関する。

【0002】

【従来の技術】 従来の非観血式血圧計、例えばオシロメトリック式血圧計では、ゴムのうとよばれる袋状のカフに空気を供給して血管を阻血状態とし、カフ内の圧力が動脈圧迫圧と等しいことを前提としてカフの圧力と動脈圧変動とを重畳して検出し、これを求められている臨床データと比較して、経験則的に最高又は最低血圧を決定している。

【0003】

【発明の解決しようとする課題】 しかし従来の非観血式血圧計では、観血式に比べると、得られた血圧はあくまでも近似的なものにすぎない。このため最高又は最低血圧を算出するまでには各種の記憶、判定、演算処理が必要で、構造は複雑で血圧が求まるまで多くの工程を必要とする。例えば臨床データ用メモリー、臨床データとの比較算出手段等が不可欠で、構成が非常に複雑である。また工程が多いため血圧が求まるまでに時間がかかり、被測定者にはその間カフによる阻血状態が継続されるため苦痛を伴う。

【0004】 また従来の血圧計用のカフはカフ内に空気

を送り込んで血管を阻血する構造となっており、脈動伝導媒体が圧縮性に富む空気であるがため測定誤差が生じ易く、現在適正であるとされる巾13cmのカフを使って上腕周32cm以上の人に使用すると実際より高い血圧が測定され、一方上腕周28cm以下の人に使用すると実際より低く測定される傾向にある。

【0005】 本発明は前記従来技術の問題点を鑑みなされたもので、その目的は、測定値が腕周長とカフ巾の影響を受けず正確な血圧測定の可能な血圧計とそのカフを提供することにある。

【0006】

【課題を解決するための手段】 前記目的を達成するために、請求項1に係るカフにおいては、全体が帯状で上腕に巻きつけられ、動脈流を阻血する血圧計のカフであって、動脈を圧迫する比較的小さなインナーカフと、前記インナーカフを略中央に配置し、腕に巻き付けられるアウターカフと、前記両カフ内に個別に給排される低粘性の伝導液と、前記インナーカフ内に配置され、前記伝導液を介して伝播される脈波とカフ内圧の変化を重畳して検出する圧力センサーと、前記センサーとアウターカフ間に介在され、アウターカフを介したインナーカフへの脈波の伝播を遮断する振動遮蔽板と、を備えるようにしたものである。

【0007】 また請求項2に係る血圧計においては、請求項1記載のカフと、インナーカフとアウターカフへの伝導液給排手段と、圧力センサーの出力信号を電気信号に変換するトランスデューサーと、トランスデューサーの出力信号を微分する微分回路と、前記微分回路の出力信号又は前記微分回路への入力信号をデジタル信号に変換するA/D変換器と、前記A/D変換器のデジタル出力信号又は微分回路のデジタル出力信号から血圧の拡張期（最低）血圧と収縮期（最大）血圧を決定する判定手段と、を備えるようにしたものである。

【0008】 また請求項3に係る血圧計とそのカフにおいては、前記判定手段は、連続する動脈波形中において、隣接脈間に平坦部が生じたときの血圧を拡張期（最低）血圧中とし、また動脈波形が零となった直前の血圧を収縮期（最大）血圧として判定するようにしたものである。

【0009】

【作用】 アウターカフにバックアップされたインナーカフが動脈を確実に圧迫して阻血状態とし、圧力センサーは動脈の阻血部に対峙する位置となる。そして動脈の脈動及びインナーカフ内の圧力変動はインナーカフ内の非粘性の伝導液（非圧縮性）を介して圧力センサーに的確に伝播される。アウターカフ側からインナーカフ側に伝達される外乱となる信号は振動遮蔽板によって遮断される。

【0010】

【実施例】 次に、本発明の実施例を図面に基いて説明

する。図1～6は本発明の一実施例である血圧計を示し、図1はカフを上腕に装着した状態の断面図、図2は同状態の水平断面図（図1に示す線II-IIに沿う断面図）、図3は血圧計全体の構成を示すブロック図、図4は血圧判定手段であるCPUの内部ブロック図、図5は脈波形を示す図、図6はCPUの血圧判定におけるフローチャートである。

【0011】これらの図において、血圧計は、動脈圧迫用のインナーカフ10と、インナーカフ10の外側を覆うアウターカフ20と、インナーカフ10内に設けられて脈波とカフ内圧を重畳して検出する圧力センサー16と、両カフ10、20にそれぞれ伝導液を給排するポンプ31とチューブ32、33からなる給排手段30と、インナーカフ10の外表面に接着固定された振動遮蔽板40と、圧力センサー16の検出した出力を処理して拡張期（最低）血圧と収縮期（最大）血圧とを求める処理回路50とから主として構成されている。

【0012】インナーカフ10は、袋状とされて動脈を横断するように上腕にセットされ、カフ10内部に設けられた圧力センサー16がインナーカフ10内の圧力（圧迫圧）とともに動脈の脈動変化を検出する。アウターカフ20がインナーカフ10を腕に圧迫するので、インナーカフ10自身のみで阻血することは要求されない。インナーカフ10の外形は矩形状（例として横3cm、縦6cm）、かつ袋構造で、内側（腕への密着側）の材質は追従性の高い塩化ビニールを用いており、これにより脈波の振動伝達率が良好である。またインナーカフ10の外側の材質は、この種のカフに一般に使用されている追従性が小さくやや厚い塩化ビニールによって形成されており、アウターカフ20を介して伝播される脈波等の外乱となる振動の伝播を阻止する上で有効である。

【0013】アウターカフ20の外形は巾13cmの帯状袋構造で、内側および外側ともに伸縮性の小さい塩化ビニールによって形成され、内部には伝導液が給排される。またアウターカフ20はインナーカフ10とは個別に形成されて、インナーカフ10をバックアップして動脈流を阻血する作用がある。インナーカフ10及びアウターカフ20に供給される伝導液は、脈動の伝達性良好な液体として、低粘性および非圧縮性の純水、シリコン油、液体フロン、アルコールなどが使用可能である。

【0014】圧力センサー16はダイヤフラム構造で、圧力変化に対応した電気信号を出力するもので、電圧に変換するトランスデューサ16aが内蔵されており、阻血を確保するために、またリード線18の配線を考慮して、インナーカフ10内のアウターカフ20側に収容されている。振動遮蔽板40は、インナーカフ10を覆うように、樹脂製で横3cm、縦6cm程度に形成され、インナーカフ10内の圧力センサー16にアウターカフ20側からの脈動等の外乱となる振動が伝達されないようにするためのもので、インナーカフ10の外側に接着され

ている。従来は血圧測定に必要な脈動と圧迫圧以外の不必要な信号も同時に検出し、その後、血圧判定に不要な信号を排除する構造となっていたが、本実施例では、この振動遮蔽板40の存在によって、インナーカフ10内の圧力センサー16に外乱として作用する振動（信号）が遮断されるため、血圧判定に必要な信号のみを検出できる。

【0015】ポンプ31は、チューブ32、33を介して伝導液をインナーカフ10とアウターカフ20にそれぞれ給排するもので、電磁式、エア式などが考えられる。ポンプ31とアウターカフ20を接続するチューブ32は途中で分岐され、この分岐部から延びる細いチューブ33がインナーカフ10に接続されている。即ちインナーカフ10とアウターカフ20とを連絡するチューブ32が細かくされとともに、チューブ32、33が追従性の小さい材質、例えばポリエチレンで形成されて、アウターカフ20に伝播された脈動がチューブ32、33内を介してインナーカフ10に伝播されにくいようになっている。

【0016】アウターカフ20の外側には、端部がアウターカフ20に接着固定されたフレキシブルカバー50が設けられている。このカバー50は、薄肉ヒンジ部52を介して樹脂製ストリップ片53が等間隔に連設された構造で、容易に円筒型に変形できる。また符号54はカバー50の他端部側に形成されているマジックテープ部を示し、カバー50の外表面の植毛領域55に接着されて、カバー50がアウターカフ20の外周面に包囲密着し、アウターカフ20の外側への変形を防止して、アウターカフ20による阻血作用を高める働きがある。

【0017】図3は血圧計の全体構成を示すブロック図で、圧力センサー16の出力（アナログ信号）は増幅器17により増幅され、A/D変換器18によってデジタル信号に変換されて演算処理部であるCPU19に入力される。CPU19は読み書き可能なRAM19aと、データを記憶できるROM19bと、A/D変換器18から入力した血圧データや、この血圧データに基づいて算出された拡張期（最低）血圧と収縮期（最高）血圧等を表示する表示器19c、加圧スイッチや電源スイッチ等のスイッチ類19dに接続されている。なおCPU19はパソコン等の外部機器19eにも接続できる。符号34はポンプ駆動回路で、CPU19からの信号に基づいてポンプ31を駆動させるべく作動する。

【0018】図4はCPU19の内部ブロック図で、符号61は微分回路で、この微分回路60の出力は図5符号Aに示すような出力波形となる。符号62は第1の比較回路で、ここに絶対値回路63に出力される。この回路では、微分値を絶対値とし、この回路63の出力波形は図5符号Bに示すような出力波形となる。さらに回路63の出力は第2の比較回路64に出力されて、微分値の絶対値が0以上か否か比較される。またこの回路64

の出力は絶対値が0が否かに応じて判別回路65、66に択一的に出力される。回路65では微分値の絶対値が最初の0であるか否かを判別し、YESのときは記憶回路67に出力されてここにDBP（拡張期血圧）が記憶される。一方、回路66では微分値の絶対値である0が2～3秒間継続したか否かを判別しYESのときは、記憶回路67に出力されてここにSBP（収縮期血圧）が記憶される。

【0019】また図6はCPU19の血圧判定におけるフローチャートを示している。まずステップ70においてA/D変換され、微分回路61であるステップ71に移行する。このステップ71では、データを微分するとともに1つ前にA/D変換したデータとの差 ΔV_i を算出する。そして第1の比較回路62であるステップ72に移行する。このステップ72では ΔV_i が正か否かを判別し、正の場合（図5における符号aに示すように脈波の傾きが正の場合）には、第2の比較回路64であるステップ74に移行する。一方、 ΔV_i が負の場合（図5における符号bに示されるように脈波の傾きが負の場合）には、絶対値回路63であるステップ73に移行し、ここでデータの絶対値がとられて、第2の比較回路であるステップ74に移行する。ステップ74では、 $|\Delta V_i|$ が正か否かを判別し、正であればステップ70に戻る。一方、ステップ73において $|\Delta V_i| = 0$ のときはステップ75に移行する。ステップ75では、始めて $\Delta V_i = 0$ となったか否かを判別し、YESであればこの時のカフ圧をDBP（拡張期血圧）とし、記憶回路であるステップ72に移行し、このDBPを記憶し、再びステップ70に戻る。一方、ステップ75において $\Delta V_i = 0$ が2回目以上の場合には、判別回路66であるステップ76に移行し、 $\Delta V_i = 0$ が数秒（2～3秒）以上継続しているか否かを判別する。そしてYESであれば最後の $\Delta V_i > 0$ の時のカフ圧をSBP（収縮期血圧）とし、ステップ78に移行してこのSBPを記憶し、判定が終了する。

【0020】図5は、拡張期血圧（DBP）から収縮血圧（SBP）前後領域間におけるインナーカフ圧と観血圧波形とインナーカフの脈波形を示す図である。この図中の中で、符号Cが観血圧波形、符号Dがインナーカフ内に表われる脈波形、符号Eがインナーカフ圧である。そしてDBP以下では、脈波形Dは連続的に表われるが、DBPからSBP間では、インナーカフ圧力Eより低い脈波形がカットされるため、脈波形Dが不連続と

なる。即ち隣接脈波形間に平坦部D₁が出現し、この最初の平坦部の出現時の一拍前がDBPである。またカフ圧Eの上昇に伴って脈波形Dは小さくなってそのうち消滅するが、この脈波形Dが消滅する一拍前がSBPである。

【0021】なお前記前記実施例においては、A/D変換器18によって変換したデジタル信号をCPU19内の微分回路61によって微分する構成であるが、増幅器17とA/D変換器18との間に微分回路を設けるようにしてもよい。

【0022】

【発明の効果】以上の説明から明らかなように、本発明に係るカフおよびこのカフ圧を用いた血圧計によれば、アウターカフにバックアップされたインナーカフが動脈を確実に圧迫して阻血状態とし、圧力センサーは動脈に対峙する位置となり、しかもインナーカフ内の非粘性の伝導液（非圧縮性）を介して脈動及び圧力変動が圧力センサーに的確に伝播され、しかもアウターカフ側からインナーカフ側に伝播しようとする振動は振動遮蔽板によって確実に遮断されるので、カフの巾や腕周長が異なることによる測定上の誤差が少なく常に正確な血圧測定が可能となる。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明の一実施例である血圧計のカフを上腕に装着した状態の縦断面図

【図2】同状態の水平断面図（図1に示す線II-IIに沿う断面図）

【図3】血圧計の全体構成を示すブロック図

【図4】血圧判定手段であるCPUの内部ブロック図

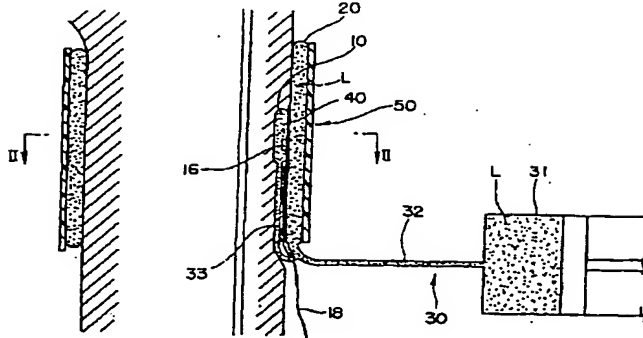
【図5】脈波形を示す図

【図6】CPUの血圧判定におけるフローチャート

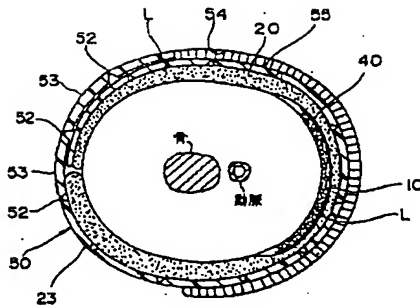
【符号の説明】

- 10 インナーカフ
- 16 圧力センサ
- 18 A/D変換器
- 19 判定手段であるCPU
- 20 アウターカフ
- 30 伝導液給排手段
- 31 ポンプ
- 32、33 チューブ
- 40 振動遮蔽板
- 61 微分回路
- L 伝導液

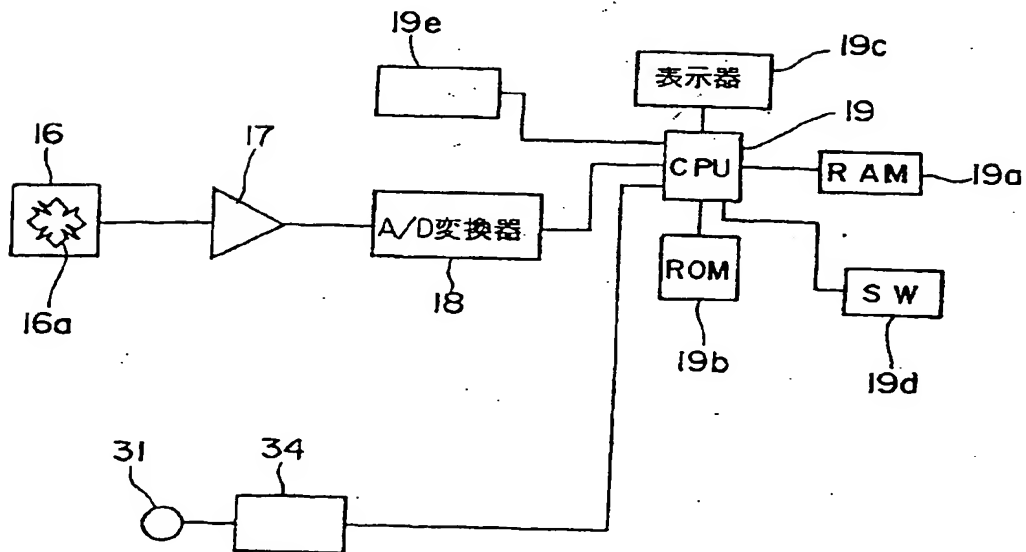
【図1】



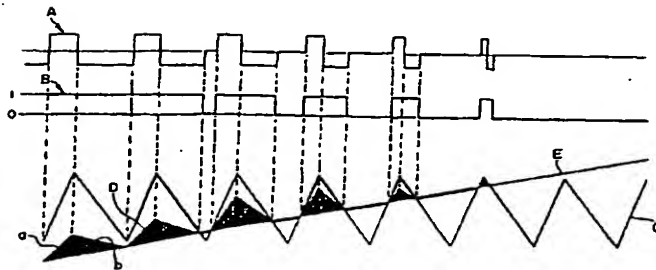
【図2】



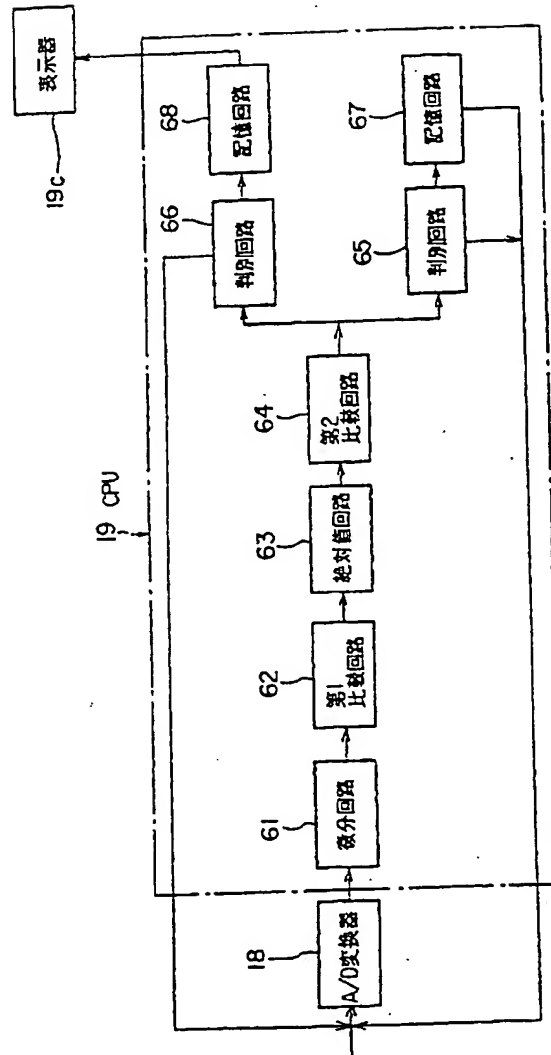
【図3】



【図5】



【図4】



(図6)

